

Revisiones Bibliográficas:

EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS ACTUALES EN RESINAS COMPUESTAS

CURRENT TRENDS AND EVOLUTION ON DENTAL COMPOSITES

Recibido para arbitraje: 20/04/2007

Aceptado para publicación: 10/05/2007

Autores:

- **RODRIGUEZ G. Douglas R.** Profesor Asociado en la asignatura Biomateriales Odontológicos del Departamento de Ciencias Básicas Odontológicas de la Facultad de Odontología de la Universidad de Carabobo.
- **PEREIRA S. Natalie A.** Profesora contratada en la asignatura Operatoria Dental del Departamento de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Odontología de la Universidad de Carabobo

Resumen

La introducción de la tecnología de las resinas compuestas dentro de la odontología restauradora, ha sido una de las contribuciones más significativas para la odontología en los últimos veinte años. Las ventajas de las restauraciones adheridas a la estructura dental, incluyen conservación de tejido dental sano, reducción de la microfiltración, prevención de la sensibilidad postoperatoria, refuerzo de la estructura dental y la transmisión / distribución de las fuerzas masticatorias a través de la interfase adhesiva del diente. A pesar de sus ventajas, las resinas compuestas presentan significativas deficiencias en cuanto a su desempeño, sobre todo lo relacionado con la contracción de polimerización y al estrés que esta produce en la interfase diente - restauración.

Actualmente, las mejoras en las formulaciones, el desarrollo de nuevas técnicas de colocación y la optimización de sus propiedades físicas y mecánicas, han hecho la restauración de resina compuesta más confiable y predecible.

El objetivo principal de este artículo fue analizar los avances en los materiales de restauración de resina compuesta, a través de una exhaustiva revisión de la literatura, donde se valoraron aspectos tales como: composición, clasificación, propiedades físicas y mecánicas, aspectos de manipulación y tendencias actuales de estos materiales.

Palabras Claves: Materiales de restauración dental, Resinas Compuestas, Bis-GMA.

Abstract:

The introduction of composite-based resin technology to restorative dentistry was one of the most significant contributions to dentistry in the last twenty year. The advantages of bonded restorations include conservation of sound tooth structure, reduction of microleakage, prevention of postoperative sensitivity, tooth reinforcement and the transmission / distribution of functional stress across the bonding interface of the tooth. Today, improvements in formulations, development of new placement techniques and the optimization of physical and mechanicals properties had made the direct composite restoration more reliable and predictable.

The main objective of this article was analyzing the advances of resin composites restoration material. Trought an exhaustive literature revision. Valuing aspect as composition, classification, phisycal and mechanical properties, manipulation and current trends of this material.

Key words: Dental restoration materials, Composite Resins, Bis-GMA.

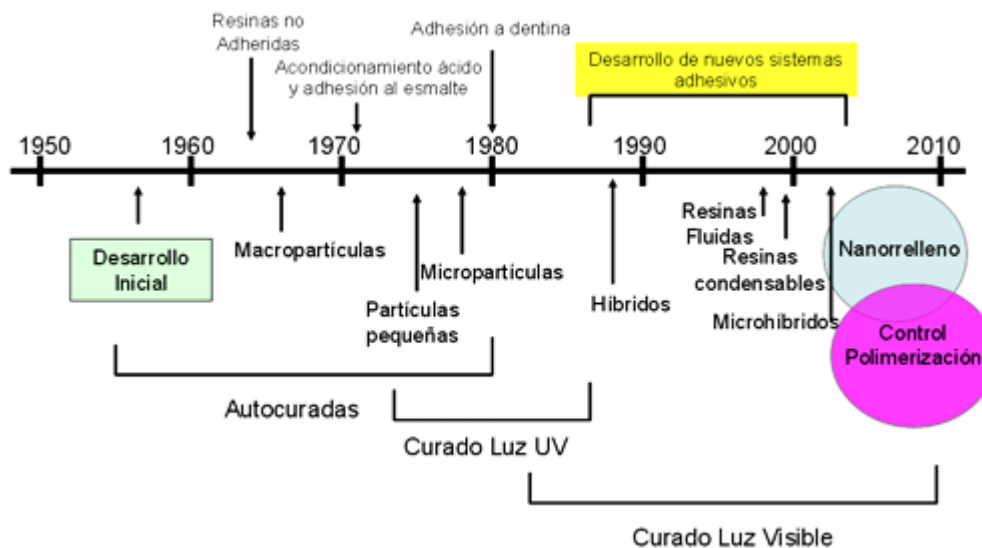
INTRODUCCIÓN

La rica historia asociada al desarrollo de las resinas compuestas tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX (Fig. 1). En ese entonces, los únicos materiales que tenían color del diente y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los silicatos. Estos materiales tenían grandes desventajas siendo la principal, el desgaste que sufrían al poco tiempo de ser colocados.(1) A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y

tenían bajo costo. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal.(2)

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen (3) desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno. Desde ese entonces, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor, ya que se están investigando prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta.

Fig. Nº 1.
Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible. (Adaptado de Bayne S. 2005)



RESINAS COMPUESTAS

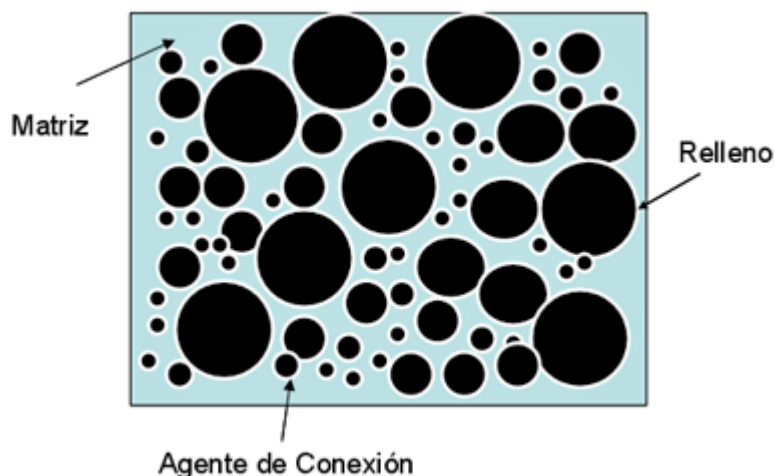
Según Anusavice,(5) los materiales compuestos son combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, obteniéndose propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual.

Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz plástica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica. (Fig. 2)

Las resinas compuestas se modifican para obtener color, translucidez y opacidad, para de esa forma imitar el color de los dientes naturales, haciendo de ellas el material más estético de restauración directa. Inicialmente, las resinas compuestas se indicaban solo para la restauración estética del sector anterior. Posteriormente y gracias a los avances de los materiales, la indicación se extendió también al sector posterior. Entre los avances de las resinas compuestas, se reconocen mejoras en sus propiedades tales como la resistencia al desgaste, manipulación y estética.(6)

Igualmente, las técnicas adhesivas se han perfeccionado de tal forma que la adhesión entre la resina compuesta y la estructura dental es más confiable, reduciendo la filtración marginal y la caries secundaria. Además, las restauraciones de resina por ser adhesivas a la estructura dental permiten preparaciones cavitarias más conservadoras, preservando la valiosa estructura dental. Sin embargo, a pesar de todas estas ventajas, la colocación de las resinas compuestas es una técnica sensible y requiere de mayor tiempo de colocación, ya que se deben controlar factores como la humedad del campo operatorio y la contracción de polimerización.(7)

Fig. N° 2.
Componentes fundamentales de las resinas compuestas. Esquema general donde puede verse la matriz de resina, las partículas de relleno y el agente de conexión.



COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Los componentes estructurales básicos de las resinas compuestas son: (5,8)

1. Matriz: Material de resina plástica que forma una fase continua.
2. Relleno: Partículas / fibras de refuerzo que forman una fase dispersa.
3. Agente de conexión o acoplamiento, que favorece la unión del relleno con la matriz (conocido como Silano).
4. Sistema activador - iniciador de la polimerización
5. Pigmentos que permiten obtener el color semejante de los dientes.
6. Inhibidores de la polimerización, los cuales alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo.

Matriz Resinosa: Esta constituida por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El monómero base más utilizado durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato). Comparado con el metilmetacrilato, el Bis-GMA tiene mayor peso molecular lo que implica que su contracción durante la polimerización es mucho menor, además presenta menor volatilidad y menor difusividad en los tejidos.(9)

Sin embargo, su alto peso molecular es una característica limitante, ya que aumenta su viscosidad, pegajosidad y conlleva a una reología indeseable que comprometen las características de manipulación. Además, en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo.(10) Para superar estas deficiencias, se añaden monómeros de baja viscosidad tales como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato). Actualmente el sistema Bis-GMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas.(11) En general este sistema muestra resultados clínicos relativamente satisfactorios, pero aún hay propiedades que necesitan mejorarse, como la resistencia a la abrasión.(12)

Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de sorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica.(13) Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización,

confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad.(14)

Otro monómero ampliamente utilizado, acompañado o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato de uretano), su ventaja es que posee menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina.(15) Las resinas compuestas basadas en UDMA pueden polimerizar más que las basadas en Bis-GMA(16), sin embargo, Soderholm y col.(17) indicaron que la profundidad de curado era menor en ciertas resinas compuestas basadas en UDMA debido a una diferencia entre el índice de refracción de luz entre el monómero y el relleno.

Partículas de relleno

Son las que proporcionan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejoran sus propiedades. La adición de estas partículas a la matriz reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad (Rigidez).(18)

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal).(2)

La tendencia actual es la disminución del tamaño de las partículas, haciendo que la distribución sea lo más cercana posible, en torno a 0.05 μ m.(19)

Es importante resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina, ya que, produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal, argumento en el cual se basa el surgimiento de las resinas condensables.(20)

Sin embargo, tan importante como la contracción de polimerización, es la tensión o el estrés de contracción de polimerización, o sea, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad (rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir (Factor C). Con esto, las resinas con altísima incorporación de relleno acaban contrayendo menos, pero causando mayor estrés de contracción lo que conlleva a mayor filtración, por ser demasiado rígidas.(21)

Agente de conexión o de acoplamiento

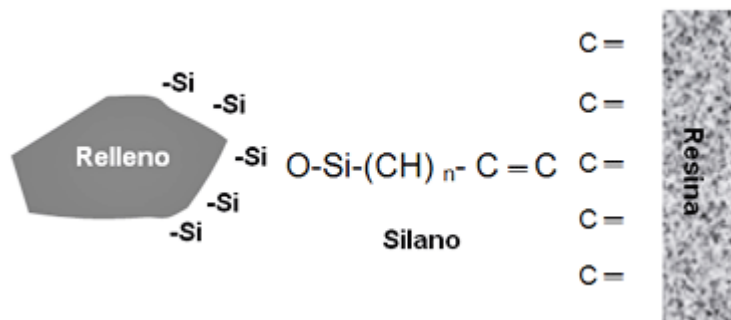
Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen(22) demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz. El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano.(23)

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS) (Fig. 3), éste es una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina / partícula de relleno.(24)

Asimismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase BisGMA / Partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina.(25) Se han experimentado otros agentes tales como el 4-META, varios titanatos y zirconatos, sin embargo ninguno de estos agentes demostró ser superior al MPS.(26)

Los avances en la tecnología de silanización se preocupan más que nada en obtener un recubrimiento uniforme de la partícula de relleno lo cual provee mejores propiedades a la resina compuesta. Para lograr este recubrimiento uniforme, los fabricantes utilizan diferentes formas de cubrimiento y recubren hasta tres veces la partícula de relleno.(27)

Fig. 3.
Agente de Conexión Silano.



Sistema Iniciador-Activador de Polimerización

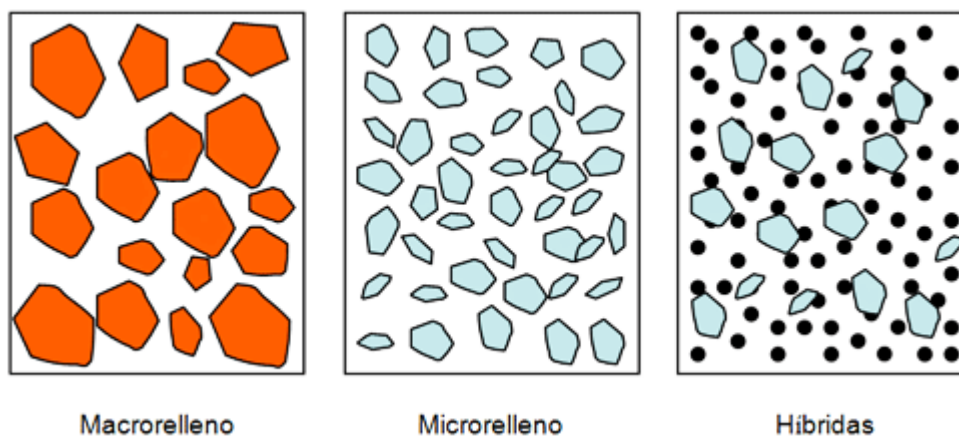
El proceso de polimerización de los monómeros en las resinas compuestas se puede lograr de varias formas. En cualquiera de sus formas es necesaria la acción de los radicales libres para iniciar la reacción. Para que estos radicales libres se generen es necesario un estímulo externo. Según Yearn,(28) en las resinas auto-curadas el estímulo proviene de la mezcla de dos pastas, una de las cuales tiene un activador químico (amina terciaria aromática como el dihidroxietyl-p-toluidina) y la otra un iniciador (peróxido de benzoilo). En el caso de los sistemas foto-curados, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador en la resina (canforoquinonas, lucerinas u otras diquetonas). Es necesaria que la resina sea expuesta a una fuente de luz con la adecuada longitud de onda entre 420 y 500 nanómetros en el espectro de luz visible.(29) Sin embargo, el clínico debe ser cuidadoso en minimizar la exposición de luz, hasta que el material este listo para curar, de otra forma puede comenzar una polimerización prematura y el tiempo de trabajo se puede reducir considerablemente.(30)

Otra forma común de polimerizar las resinas es a través de la aplicación de calor solo o en conjunto con fotocurado. Este procedimiento es bastante común en las resinas usadas en laboratorio para la fabricación de inlays y onlays. Para los materiales termo-curados, temperaturas de 100 °C o más, proveen la temperatura la cual sirve de estímulo para activar el iniciador. El termo curado luego del fotocurado mejora las propiedades de la resina sobre todo la resistencia al desgaste y la resistencia a la degradación marginal.(31) Cualquiera de estos mecanismos es eficiente y produce un alto grado de polimerización en condiciones apropiadas.

CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de distintas formas con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Una clasificación aún válida es la propuesta por Lutz y Phillips.(32) Esta clasificación divide las resinas basado en el tamaño y distribución de las partículas de relleno en: convencionales o macrorelleno (partículas de 0,1 a 100µm), microrelleno (partículas de 0,04 µm) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños). (Fig. 4).

Fig. 4
Clasificación de las resinas compuestas de Lutz y Phillips. (1983)



Otro sistema de clasificación fue el ideado por Willems y col.,(33) el cual a pesar de ser más complejo, aporta más información sobre diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje del relleno inorgánico (en volumen), el tamaño de las partículas, la rugosidad superficial y la resistencia compresiva. (Tabla 1)

Tabla 1
Clasificación de las Resinas Compuestas (Adaptado de Willems y Col. 1992)

Tipos de Resina Compuesta	Relleno
Densificados - De relleno medio ▪ Ultrafinos ▪ Finos - De relleno compacto >60% en volumen ▪ Ultrafinos ▪ Finos	< 60% en volumen Partículas < 3 µm Partículas > 3 µm > 60% en volumen Partículas < 3 µm Partículas > 3 µm
Microfinos - Homogéneos - Heterogéneos	Tamaño medio de las partículas = 0,04 µm
Mixtos	Mezcla de resinas densificados y microfinos
Tradicionales	Equivalentes a las llamadas resinas de macrorelleno en otras clasificaciones
Reforzados con fibras	Resinas de uso de laboratorio – industrial.

Actualmente se pueden reunir las resinas compuestas en cinco categorías principales: (Tabla 2)

- 1. Resinas de macrorelleno o convencionales:** Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 µm.(34) Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación.(35) Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario.(36) El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo.(37)
- 2. Resinas de microrelleno:** Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 µm.(38) Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración.(39) Entre tanto, cuando se aplican en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.(40)
- 3. Resinas híbridas:** Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 µm, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 µm. Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología.(38)

Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, formulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.(41, 42, 43)

4. **Híbridos Modernos:** Este tipo de resinas tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde $0.4\mu\text{m}$ a $1.0\mu\text{m}$), unido al porcentaje de relleno provee una óptima resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez.(44)
5. **Resinas de Nanorelleno:** Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm ($0.01\mu\text{m}$), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm .(39) El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas (Fig. 5, Fig. 6).(45, 46) Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior.

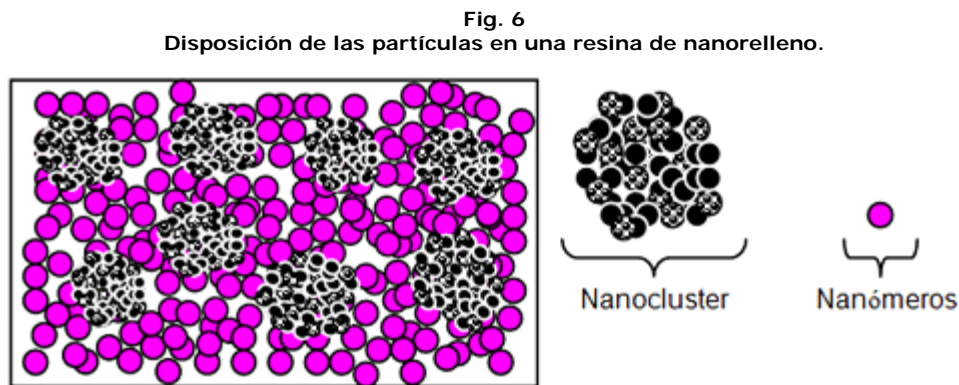
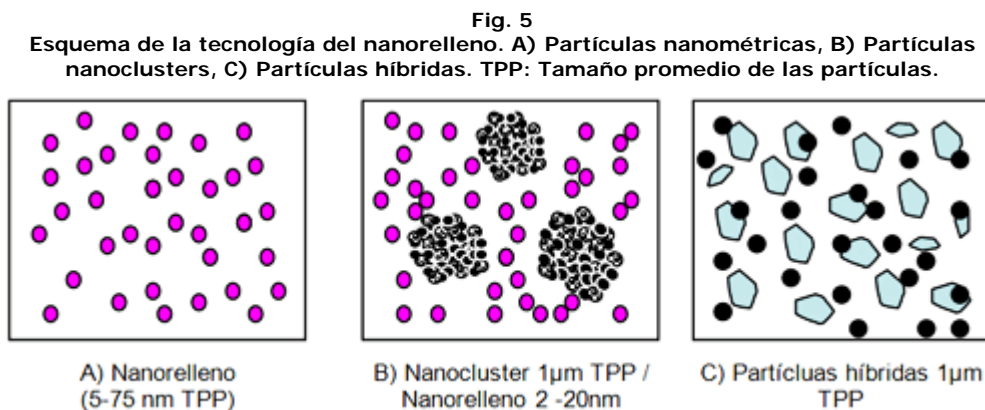


Tabla 2
Principales tipos de resinas compuestas.

Tipo de resina	Tamaño del relleno (µm)	Material de relleno
Macrorelleno	10 – 40	Cuarzo o vidrio
Microrelleno	0.01 – 0.1	Sílice coloidal
Híbrida	15 – 20 y 0.01 – 0.05	Vidrio y sílice coloidal
Híbridos modernos	0.5 – 1 y 0.01 – 0.05	Vidrio, zirconio y sílice coloidal
Nanorelleno	< 0.01 (10 nm)	Sílice o zirconio

RESINAS COMPUESTAS DE BAJA VISCOSIDAD O FLUIDAS

Son resinas a las cuales se les ha disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han agregado a la matriz de resina algunas sustancias o modificadores reológicos (diluyentes) para de esta forma tornarlas menos viscosa o fluida.(47) Entre sus ventajas destacan: Alta capacidad de humectación de la superficie dental (asegura la penetración en todas las irregularidades)(48) tienen el potencial de fluir en pequeños socavados, puede formar espesores de capa mínimos, lo que previene el atrapamiento de burbujas de aire(49) , tiene una alta elasticidad o bajo módulo elástico (3,6 - 7,6 GPa), lo cual se ha demostrado que provee una capa elástica entre la dentina y el material restaurador que puede absorber la contracción de polimerización asegurando la continuidad en la superficie adhesiva y reduce la posibilidad de desalojo en áreas de concentración de estrés.(50) Aunque este tipo de resinas posee una alta contracción de polimerización (4 a 7 %), su gran elasticidad es un factor que contrarresta el esfuerzo interfacial. Sin embargo, la radiopacidad de la mayoría de estos materiales es insuficiente,(51) por lo que puede producir confusión a la hora de determinar caries recurrente. Algunas de las indicaciones para estos materiales son: restauraciones de clase V, abfracciones, restauraciones oclusales mínimas o bien como materiales de forro cavitario, (52, 11, 53) un aspecto controvertido, ya que las resinas fluidas no satisfacen el principal propósito de los forros cavitarios como es la protección del complejo dentino-pulpar.(54)

RESINAS COMPUESTAS DE ALTA VISCOSIDAD, CONDENSABLES, DE CUERPO PESADO, COMPACTABLES O EMPACABLES.

Las resinas compuestas de alta densidad son resinas con un alto porcentaje de relleno. Este tipo de resinas han sido llamadas erróneamente "condensables". Sin embargo, ellas no se condensan ya que no disminuyen su volumen al compactarlas, sencillamente ofrecen una alta viscosidad que trata de imitar la técnica de colocación de las amalgamas. La consistencia de este tipo de materiales permite producir áreas de contacto más justos con la banda matriz que los logrados con los materiales de viscosidad estándar en restauraciones clase II.(55) Para obtener esta característica, se desarrolló un compuesto denominado PRIMM (Polimeric Rigid Inorganic Matrix Material), formado por una resina Bis-GMA ó UDMA y un alto porcentaje de relleno de partículas irregulares (superior a un 80% en peso) de cerámica (Alúmina y Bióxido de Silicio). De esta forma se reduce la cantidad de matriz de resina aumentando su viscosidad y creando esta particular propiedad en su manejo, diferente a las resinas híbridas convencionales, ya que estas resinas son relativamente resistentes al desplazamiento durante la inserción. Su comportamiento físico-mecánico supera a las resinas híbridas,(56) sin embargo, su comportamiento clínico es similar al de las resinas híbridas.(57) Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de resina y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Un aspecto que se debe tomar en cuenta es la forma de polimerización, ya que se han obtenido mejores resultados con la técnica de polimerización retardada.(58) Otro aspecto esencial para obtener mejores resultados es la utilización de una resina fluida como liner. La resina fluida al poseer un bajo módulo de elasticidad, escurre mejor y por eso posibilita una mayor humectación, adaptación y funciona como un aliviador de tensión, compensando el estrés de contracción de polimerización de la resina "empacable" al ser colocadas sobre la resina fluida. Su principal indicación es la restauración de cavidades de clase I, II y VI.(59)

PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Resistencia al Desgaste

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos y palillos de dientes.(34) Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones disminuyendo la longevidad de las mismas.(60) Esta propiedad depende del tamaño, la forma y el contenido de las partículas de relleno así como de la localización de la restauración en la arcada dental y las relaciones de contacto oclusales.(61) Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor abrasividad.(62)

Leinfelder y col.(63) explican el fenómeno de la siguiente manera: Dado que el módulo elástico de la resina es menor que el de las partículas de relleno, las partículas que conforman el relleno son más resistentes al desgaste, comprimen la matriz en los momentos de presión (como las cargas cíclicas) y esto causa el desprendimiento de partículas de relleno y del agente de conexión silano, exponiéndose la matriz, la cual es más susceptible al desgaste. Este fenómeno por pérdida de partículas de la superficie es conocido como "plucking out".

Textura Superficial

Se define la textura superficial como la uniformidad de la superficie del material de restauración,(64) es decir, en las resinas compuestas la lisura superficial esta relacionada en primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y

en segundo lugar con una técnica correcta de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales.(65) En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta.(66) Las resinas compuestas de nanorelleno proporcionan un alto brillo superficial (41)

Coefficiente de Expansión Térmica

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura.(67) Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidades de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura.(68) Un bajo coeficiente de expansión térmica esta asociado a una mejor adaptación marginal. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0° C hasta los 60° C.(69)

Sorción Acuosa (adsorción y absorción) y Expansión Higroscópica.

Esta propiedad esta relacionada con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción.(67) La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz afectando negativamente las propiedades de la resina fenómeno conocido como degradación hidrolítica.(70) Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua.(71) Baratieri (72) y Anusavice(5) refieren que la expansión relacionada a la sorción acuosa es capaz de compensar la contracción de polimerización. Las resinas Híbridas proporcionan baja sorción acuosa (45)

Resistencia a la Fractura

Es la tensión necesaria para provocar una fractura (resistencia máxima). Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.(73)

Resistencia a la Compresión y a la Tracción

Las resistencias a la compresión y a la tracción son muy similares a la dentina. Esta relacionada con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y a la tracción.(74)

Módulo de elasticidad

El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material. Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible. En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico.(73)

Estabilidad del color

Las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales están relacionadas con la penetración de colorantes provenientes principalmente de alimentos y cigarrillo, que pigmentan la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como las aminas terciarias.(75) Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.(76)

Radiopacidad

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración.5

Contracción de Polimerización

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración.(77) Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm. (Distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm (distancia de unión covalente). Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material.(78)

La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias.(79)

Según Chen y col., (80) las tensiones que se producen durante la etapa pregel, o la etapa de la polimerización donde el material puede aún fluir, pueden ser disipadas en gran medida con el flujo del material. Pero una vez alcanzado el punto de gelación, el material no fluye y las tensiones en su intento de disiparse pueden generar:

1. Deformación externa del material sin afectar la interfase adhesiva (si existen superficies libres suficientes o superficies donde el material no esta adherido).
2. Brechas en la interfase dientes restauración (si no existen superficies libres suficientes y si la adhesión no es adecuada)
3. Fractura cohesiva del material restaurador (si la adhesión diente-restauración es buena y no existen superficies libres).

En el mismo orden de ideas, gran variedad de monómeros han sido propuestos con la finalidad de reducir la contracción de polimerización, entre ellos, los llamados monómeros con capacidad de expansión, como los espiroortocarbonatos (SOC)(81) que se introdujeron en el mercado dental en la década de los 70, aunque no se popularizaron.

Del mismo modo, Stansbury(82) , desarrolló el SOC junto a un núcleo de dimetacrilato (SOCs), con la finalidad de reducir la contracción de polimerización y mejorar el grado de conversión de los composites, mediante el mecanismo de expansión polimérica y un sistema de polimerización paralelo de radicales libres.

Simultáneamente Byerley y col.(83) y Eick y col.,(84) sintetizaron SOC's unido a un núcleo de oxirano capaz de producir polimerización catiónica que también ayudaba a compensar la contracción de polimerización y mejoraba considerablemente el grado de conversión de los composites.

Asimismo, Krenkel y col. (85) presentaron un sistema experimental de resinas compuestas, cuya matriz orgánica se basaba en monómeros SOC, diepoxi y un grupo polyol, capaz de reducir el stress de polimerización comparado con un sistema de resinas patentado (Z100). A pesar de que ambos sistemas eran compatibles desde el punto de vista químico, no se comercializaron ya que el grado de conversión o índice de curado total del sistema SOC es menor que el sistema convencional de dimetacrilatos.(86) No obstante, estos índices pueden mejorar modificando la fotoreactividad del sistema SOC y añadiendo promotores de la reacción.(87) Por su parte, Condon y col.(88) y Freilich y col.,(89) concluyeron que las combinaciones de sistemas Epóxicos-Polyoles, muestran *in Vitro*, cambios volumétricos durante el proceso de polimerización entre un 40 y un 50% menores a los obtenidos con los sistemas tradicionales (BisGMA/TEDGMA); además, poseen propiedades mecánicas similares y menor capacidad de sorción acuosa.(90)

Otra alternativa es el **SILORANO**, el cual es una resina experimental de naturaleza hidrofóbica de 3M ESPE, la cual deriva de la combinación de los componentes químicos básicos de los siloxanos y oxiranos (grupos epóxicos).(91) La estructura del siloxano se introdujo para proveerle una naturaleza más hidrofóbica al silorano, lo cual reduce considerablemente la sorción acuosa del medio bucal, mejorando sus propiedades físicas y, a su vez, tienden a absorber menos los colorantes de la dieta, por lo tanto son mucho menos sensibles a la pigmentación exógena.(92)

Hay que destacar que la red de los siloranos se crea debido a la polimerización catiónica (o inducida por un catión), es decir, un proceso de polimerización por apertura de anillos de los oxiranos. Esta polimerización empieza cuando un catión ácido abre un anillo oxirano y genera un nuevo centro ácido (un carbocatión). El anillo de oxirano abierto forma entonces una cadena de dos monómeros multifuncionales.(93) En la polimerización por apertura de anillo ocurre con una contracción muy baja, mostrando valores de contracción menores al 1%.(94) Esta baja contracción representa una ventaja clínica en relación a la formación de brechas marginales que conllevarían a la microfiltración. Aunque este material aún esta en fase experimental, los resultados son muy alentadores, exhibiendo valores de contracción y estrés de polimerización más bajos y mayor estabilidad en luz ambiental cuando es comparado con los metacrilatos.(95)

Igualmente, los siloranos revelan propiedades físicas comparables a las resinas compuestas basadas en metacrilato y los resultados toxicológicos en general sugieren que los siloranos son biocompatibles.(96) Esta tecnología representa un gran paso al futuro en la ciencia de los materiales y una mejora significativa para la odontología restauradora.

Otra línea de investigación paralela en el campo de los polímeros de uso odontológico, son los sistemas basados en vinilciclopropanos, oligómeros di y multifuncionales ciclopimerizables, que similar a los sistemas anteriores, mejoran el grado de conversión de las resinas compuestas y reducen su contracción de polimerización, aunque al respecto existe escasa información publicada.(97,98,99,100,101,102,103)

Modificación del Grado de Conversión

Según estudios *in Vitro*, el uso de moléculas de alto peso molecular, como el multi-etil-glicol-dimetacrilato y copolímeros, son capaces de lograr una conversión entre el 90-100%. Este fenómeno parece ser el resultado de la reducción considerable de uniones de doble enlace de carbonos (C=C).(104)

Otro adelanto notable a destacar, es el desarrollo de los **ORMÓCEROS** basados en un sistema de moléculas híbridas (orgánica-inorgánica), uretanos multifuncionales y thio-eter-metacrilato y alkosiloxanos.(105)

El término Ormocer deriva de la abreviación de las siglas en ingles "Organically Modified Ceramic". En estos materiales se

reemplaza la matriz de Bis-GMA/TEGDMA por otra donde copolimerizan monómeros inorgánicos (material vidrio-cerámico con matriz vítrea) con orgánicos. En la síntesis del monómero, se obtiene primero una columna, sintetizando un polímero inorgánico (polisiloxano, alcoxisilano) mediante un proceso sol-gel que polimeriza moléculas o monómeros de tetraóxido de silicio (monómeros inorgánicos cerámicos). A esta columna se le agregan grupos orgánicos (dimetacrilatos, con capacidad de polimerizar por adición de radicales libres), obteniendo así la molécula de Ormocer,(106) cuya matriz resulta ser cerámica y orgánica y con moléculas de mayor peso molecular, disminuyendo en gran medida la contracción de polimerización.(107)

De igual forma, las moléculas de Ormocer son de 1000 a 2000 veces más grandes que las moléculas de Bis-GMA, lo que disminuye el porcentaje de contracción final de la matriz.(108)

Otra ventaja de este sistema es la formación de 100% de doble enlaces, ya que, son moléculas con más sitios activos, capaces de generar uniones covalentes. Esto se traduce en mejoras en las propiedades mecánicas y biológicas al no quedar monómeros libres. Se reportó que debido a este tipo de formulación se debe el fenómeno de la reducción de la contracción de polimerización (0.90 al 2%), el aumento del grado de conversión y las adecuadas propiedades físico-mecánicas de éstos sistemas, en comparación con los sistemas convencionales.(113, 109), Este tipo de material es fabricado y distribuido comercialmente por VOCO GmbH de Alemania y es conocido con el nombre de ADMIRA.(110)

Monómeros Hidrofóbicos

Sankarampandian y col.,(111) investigaron el proceso de sorción de agua, dureza y módulo de elasticidad de varios sistemas BisGMA y análogos, a los cuales se les sustituyó un grupo fenílico del carbón central de la cadena por fluorine, encontrándose que éste reducía la sorción de agua en un 10%; además, se reportó que los polímeros fluorinados eran más estables en contacto con el agua, aunque disminuía la dureza y modificaba el módulo de elasticidad de los composites considerablemente.

Otros sistemas han sido propuestos con la finalidad de disminuir la sorción de agua, entre estos se incluyen análogos químicos del uretano dimetacrilato (UDMA), que poseen un grupo fenoximetil en la porción periférica o central como grupo alifático (112, 113) que al ser comparado con los sistemas habituales UDMA, reducen entre un 10-30% la sorción de agua, sin embargo, se ha reportado como efecto secundario, la disminución de la resistencia comprensiva.(115)

Materiales Anticariogénicos

En este campo de investigación, Imazato y col.(114) son los pioneros, ya que han logrado desarrollar un monómero antibacteriano, el metacriloxidodecypiridium bromide (MDPB), capaz de inhibir el crecimiento de streptococos mutans sobre el material restaurador y en los márgenes cavosuperficiales, compatible con los sistemas de resinas compuestas. Es decir, la adición de este monómero a las fórmulas de los composites convencionales no modifica el grado de conversión, el stress de polimerización, la sorción de agua ni alguna otra de sus propiedades físico- mecánicas.(115, 116, 117, 118)

Polímeros Remineralizantes

Existe gran interés en el desarrollo de biomateriales dentales que sean capaces de restablecer la matriz inorgánica que se ha perdido por un proceso de desmineralización activo o pasivo. Skrtic y col.(119) desarrollaron un prototipo polimérico de restauración directa basado en fosfato de calcio, con la finalidad de que una vez en contacto el material con el substrato dentario, éste tuviese la capacidad de liberar iones de fosfato y calcio; aunque estos compuestos son inestables y con propiedades mecánicas insuficientes.(120)

Por otro lado, se estudió *in vitro* un composite bioactivo con fosfato de calcio amorfo (ACP), el cual mediante técnicas de hibridación de las matrices de la resina compuesta, puede formar elementos vítreos al unirse con los complejos de BisGMA, TEGDMA e hidroxietilmetacrilato (HEMA). Este material muestra una capacidad potencial de remineralización, aunque no posee las propiedades mecánicas suficientes para ser utilizado como material restaurador definitivo sin previas modificaciones en su constitución química.(121)

Otro aspecto importante en este campo, son los materiales sellantes de superficie, desarrollados por Bohlig y col.,(122) que actúan evitando la retención de placa dental sobre la restauración y la desmineralización de los márgenes cavosuperficiales, además de ser resistentes a la abrasión producida por el cepillado dental. Los grupos químicos más utilizados son copolímeros del ácido acrílico, como el iso-butyl-metacrilato y los polisiloxano, que a pesar de la existencia de múltiples formulaciones posibles, éstas parecen ser las más estables.(121, 123)

Reducción del Stress de Polimerización

La causa principal del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas es la caries secundaria.(98, 124, 125, 126, 127) Este fenómeno según Feilizer y col.(82, 128) guarda relación directa con la contracción que sufre el composite (1.35 al 7%) durante el proceso de fotopolimerización. La tensión generada durante el proceso de polimerización afecta la zona de interfase diente-material restaurador, siendo capaz de provocar microcraks o fallos de la unión (desadaptaciones microscópicas).(129) La magnitud del stress de polimerización y la contracción total de la restauración, depende directamente del módulo de elasticidad, capacidad de fluir y deformación del composite, del uso de bases, del sistema de adhesión dental, método y sistema de fotocurado, entre otros.(130)

El desarrollo de los nuevos sistemas de adhesivos dentales, ha disminuido la aparición de la brecha o microcracks en la zona de interfase.(131) Sin embargo, a pesar de los adelantos antes descritos y a los elevados índices de éxito clínico reportado por

varias investigaciones en el campo, es necesario modificar las fórmulas químicas de los sistemas de resinas compuestas convencionales, con el objetivo de reducir la sensibilidad de la técnica, mejorar la versatilidad del producto y las propiedades bio-físico-químicas.(111, 132)

Conclusiones

En la actualidad, las resinas compuestas han tomado un protagonismo indudable entre los materiales de obturación que se usan mediante técnicas directas. Sus grandes posibilidades estéticas le dan variadas indicaciones terapéuticas, que se incrementan gracias a la gran versatilidad de presentaciones que ofrecen; por otra parte, al tratarse de materiales cuya retención se obtiene por técnica adhesiva y no depende de un diseño cavitario, la preservación de la estructura dentaria es mayor. A pesar de todas estas propiedades no se debe olvidar que son materiales muy sensibles a la técnica, por lo que la necesidad de controlar aspectos como, una correcta indicación, aislamiento absoluto, la selección de la resina adecuada a cada situación clínica, el uso de un buen procedimiento de adhesión a los tejidos dentales y una correcta polimerización, van a ser esenciales para obtener resultados clínicos satisfactorios. Así mismo, el futuro de las resinas compuestas está marcado por cambios en la formulación química de los sistemas convencionales, mediante la hibridación molecular o el desarrollo de nuevos monómeros y/o copolímeros; siendo una solución a los inconvenientes que presentan hoy en día dichos materiales, entre estos: la contracción de polimerización, el stress de contracción, la estabilidad del color, el grado de conversión, sus propiedades físicas, mecánicas, radiológicas, estéticas y biocompatibilidad.

BIBLIOGRAFÍA

1. Leinfelder K. Composite Resins. Dent Clin North Amer. (1985); 29: 359-372.
2. Albers, H. Odontología Estética. Selección y colocación de Materiales. Primera edición. Labor. Barcelona. (1.988); p. 21-25.
3. Bowen R. L. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidel methacrylate. (1962). US Patent 3000, 112.
4. Bayne S. Dental biomaterials: where are we and where are we going? Journal of Dental Education (2005); 571-585.
5. Anusavice K. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004).
6. Ada Council on Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials. JADA, (2003); Vol. 134, 463-472.
7. Deborah S. Katherine M. Marcos A. Gerald E. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. JADA, (2000); Vol. 131 1610-1615.
8. Chain M, Baratieri L. Restauraciones estéticas directas en dientes posteriores. Ed. Artes Médicas. São Paulo. Brasil, (2001).
9. Anseth, K. Goodnerl, M. Reill, M. Kannurpattil, A. Newman S, and Bowmanl, C. The Influence of Comonomer Composition on Dimethacrylate Resin Properties for Dental Composites. J Dent Res August, (1996); 75(8): 1607-1612.
10. Bayne, S. Heymann, H. and Swift E. Update on dental composite restorations. J. Am Dent Assoc. (1994); Vol 125, No 6, 687-701.
11. Fortin, D. Vargas, M. The spectrum of composites: New techniques and materials. J AM Dent Assoc. (2000); 131(1). 26-37.
12. Combe, E. Burke F. Contemporary Resin-based Composites Materials for Direct Placement Restorations: Packables, Flowables and Others. Dent Update. (2000); 27: 326-336.
13. Sarrett, D. Clinical Challenges and the relevance of materials testing for posterior composites restorations. Dental Materials. (2005). 21: 9-20.

14. Chain M. Camargo C. Andriani O. Estética: Dominando os desejos e controlando as expectativas. En: Estética. Capitulo cuatro. Alves, R. Nogueira, E. Volumen tres. Editorial Arte y Ciencia Médica Latinoamericana. São Paulo. Brasil. (2002).
15. Fong, H. Dickens, S. Flaim, G. Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dent Mater*, Vol. 21, (2005); 520-9.
16. Ferracane, J. Condon, J. Suh, B. Effect of filler on degree of conversion (DC) of resins. *J Dent Res*. (1992); 72:598.
17. Soderholm, K. Achanta, S. Olsson, S. Variables affecting the depth of cure of composites. *J. Dent Res*. (1993); 72: 138.
18. Mc Cabe J. Kagi S. Mechanical Properties of a composite inlay material following post-curing. *Br. Dent J*. (1991); 246-248.
19. Sabbagh, J. Ryelandt, L. Bachérius, L. Biebuyck, J. Vreven, J. Lambrechts, P. Leloup, G. Characterization of the inorganic fraction of resin composite. *Journal of Oral Rehabilitation*. (2004). 31; 1090-1101.
20. Williams G. Celis J. Lambrechts P. Braem M. Vanherle G. Nano-indentation hardness and Young's modulus of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *J. Biomed Mater Res*. (1992), 27:747-755.
21. Davidson C. Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*. (1997) Nov; 25(6):435-40.
22. Bowen R. Properties of silica reinforced polymer for dental restoration. *J. Am Dent Assoc*. (1963) 66:57-64.
23. Sarkar NK, Karmaker A, Prasad A, Shih F. Simulation of in vivo degradation of dental composites. *J Mater Sci Let*. (1999);18:1749-52.
24. Schmiidsedeir J. Atlas de Odontología Estética. Edición Española. Ed. Masson. Barcelona, (1999).
25. Mohsen, N. Craig, R. Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems. *J. Oral Rehabil*. (1995a). 22: 183-189.
26. Mohsen N. Craig R. Hydrolytic stability of silanated zirconium silica-urethane dimethacrylate composites. *J. Oral Rehabil*. (1995b) 22: 213-220.
27. Antonucci J. Dickens S. Fowler B. Xu H. McDonough W. Chemistry of Silanes: Interfaces in dental polymers and composites. *Trans Acad Dent Mater* (2003);17: 81-109.
28. Yearn, J. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int. Dent. J.*(1985); 35:218-225.
29. Rueggeberg F. Caughman W. Curtis J. Davis H. Factors affecting cure at depths within light activated resin composites. *Am J. Dent*. (1993); 6:91-95.
30. Kuijs, R. Fennis, W. Kreulen C. Barink, M. Verdonchot, N. Does Layering Minimize Shrinkage Stresses in Composite Restorations? *J. Dent. Res*. (2003); 82(12):967-971.
31. Leinfelder K. Broome J. In vitro and in vivo evaluation of a new universal composite resin. *J Esthet Dent*. (1994)6:177-183.
32. Lutz F, Phillips R. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. (1983) 50(4):480-8.

33. Willems G. Lambrechts P. Braem M. Celis J. Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater.* (1992) Sep;8(5):310-9.
34. Bayne S. Taylor D. *Arte y ciencia Operatoria dental*, tercera edición. Harcourt Brace. Madrid, (1999).
35. Phillips, R. Avery, D. Mehra, R. Swatz, M. McCone, R. Observations on a composite resin for class II restorations: Three-years report. *J. Prost. Dent.* (1973); 30(6):891-897.
36. Belvedere, P. Posterior composites experiencing growth trend. *Dentistry Today.* (1999); 18(3). 44: 46-47.
37. Tveit, A. Espelid, I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defect in connection with radiopaque composite fillings. *Dent. Mater* (1986); 2: 159-162.
38. Lang, B. Jaarda, M. Wang, R. Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil.* (1992); 19: 569-584.
39. Bayne, C. Perspective: Our future in restorative dental materials. *J. Esthetic Dent.* (2000); 12:175-183.
40. Miyasaka, T. Effects of shape and size of silanated fillers on mechanical properties of experimental photo cure composite resins. *J. Dent materials.* (1996); 15: 98-110.
41. Braga R. Ballester R. Ferracane J. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* (2005) ;21: 962-70.
42. Wakefield C. Kofford K. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am.* 2001; 45:7-29.
43. Lutz F. Krejci I. Oldenburg T. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: A new restorative technique. *Quintessence Int* (1986); 17: 777-784.
44. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence Int.* (1994);10:659-677.
45. Yin R. Heiss M. Sharp L. Suh B. Development and physical properties of a new low shrinkage composite. *J. Dent. Res.* (2002). 80: 514.
46. Geraldi, S. Perdigão, J. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. *J. Dent. Res.* (2003); 81:127-65.
47. Bayne S. Thompson J. Swift E. Jr. Stamatiades P. Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *JADA* (1998); 129(5):567-77.
48. Dietschi D. Herzfeld D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 106: 1033 - 1042, (1998).
49. Olmez A. Oztas N. Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent* (2004); 29:713-9.
50. Labella R. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 15:128 - 137, (1999).
51. Flowable resins-status report no. 1. *Clin Res Associates Newsletter* (1997); 21(2):1.)
52. Yacizi A. Ozgunaltay G. Dayangac B. The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. *Oper Dent* (2003); 28: 773-8.
53. Kemp-Scholte C. Davidson C. Marginal integrity related to bond strength and strain of composite resin

- restorative systems. *J Prosthet Dent* (1990); 64: 658-64.
54. Christensen G. Direct restorative materials: What goes where? *JADA*, Vol. 134, October 2003.
 55. Perry R. Kugel G. Leinfelder K. Oneyear clinical evaluation of SureFil packable composite. *Compend Contin Educ Dent* (1999); 20(6):544-53.
 56. Suzuki S. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam? *J Esthet Restor Dent* (2004); 16: 355-65.
 57. De Souza F. Guimaraes R. Silva C. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int*, 36:41. (2005).
 58. Suh B. Cripe C. Yin R. Light intensity and exposure time effects on light-cured composites (abstract 73). *J Dent Res* (1998); 77 (special issue B):641.
 59. Loureiro C. Cardoso P. Eduardo C. Placido E. Santos J. . In vitro evaluation of wear of the packable resin composites. *Journal of Dental Research*, Alexandria - VA - Canada, v. 80, p. 68-68, (2001).
 60. Stefanello Busato Adair L. Odontología Restauradora y estética, *Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica*, São Pulo. (2005).
 61. Soderholm K. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* (1981);60:1867-75.
 62. Kreulen C. Van Amerongen W. Wear measurements in clinical studies of composites resin restorations in the posterior region: A review. *J Dent. Child.* (1991); 58:109-123.
 63. Leinfelder K. Wilder A. Jr. Teixeira L. Wear rates of posterior composite resins. *J Am Dent Assoc* (1986); 112: 829-833.
 64. Chapman R. Nathanson D. Excessive wear of natural tooth structure by opposing composite restorations. *J. Am Dent. Assoc.* (1983); 106:51-53.
 65. Burgogne A. Nicholls J. Brudvik J. In vitro two-body wear of inlays-onlays composite resin restoratives. *J Prosthet Dent.* (1991); 65:206-214.
 66. Kreulen C. Van Amerongen W. Wear measurements in clinical studies of composites resin restorations in the posterior region: A review. *J Dent. Child.* (1991); 58:109-123.
 67. Craig, R. *Materiales de Odontología Restauradora*. Décima edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid. España. (1998).
 68. Leinfelder, K. Using composite resin as a posterior restorative material. *JADA.* (1991); 122:65.
 69. Soderholm, K. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *J. Dent. Res.* (1984); 63:1321.
 70. Chains, B. Polymers in the service of prosthetic dentistry. *J. Dent.* (1984); 12:203.
 71. Santos J. Leinfelder K. O estágio atual das resinas compostas. *Rev. Ass. paul. Cirurg. Dent.*, 36(3):322-5, Maio/Jun. (1982).
 72. Baratieri L. *Procedimentos preventivos e restauradores*. Chicago Quint. Books, (1989).
 73. Hu, X.- Marquis, M. Shortall, C. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. *J. Oral Rehabil.* (2003); 30:729737.
 74. Mandarino F. Estudio comparativo das partículas de carga de diferentes tipos de resinas compostas. E.

- A. P., v 3, 27-31. (1989).
75. Miyagawa, Y. Powers, J. Prediction of color of an esthetic restorative material. *J. Dent. Res.* (1983);62:581.
 76. Dennison, J. Powers, J. Koran, A. Color of dental restorative resins. (1978); 57:557.
 77. Feilzer A. De Gee A. Davidson C. Setting stress in composite restorations in relation to the configuration of the restoration. *J. Dent. Res.* (1987); 66: 1636 - 1639.
 78. Braga R, Ferracane J. Alternatives In Polymerization Contraction Stress Management. *Crit. Rev. Oral. Biol. Med.* (2004); 15(3): 176 - 184.
 79. Manhart, J. Garcia, F. Hickel, R. Direct posterior restoration: Clinical result and new developments. *J. Dent. Cli. N. Am.* (2002); 46:303-339.
 80. Chen, H. Manhart, J. Hickel, R. Kunzelmann, K. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* (2001); 17: 253-259.
 81. Thompson, V. Williams, E. Bailey, W. Dental resin with reduced shrinkage during hardening. *Journal of Dental Research.* (1979); 58(5):1522 - 1532.
 82. Stansbury, J. Synthesis and Evaluation of New Oxaspiro Monomers for Double Ring Opening Polymerization. *Journal of Dental Research.* (1992); 71(7):1408 - 1412.
 83. Byerley, P. Millich, L. Synthesis and polymerization of new expanding dental monomer. *Dental Materials.* (1992); 8(6): 345 - 350.
 84. Eick, E. Chappell, Y. Chappelow, R. Properties of expanding SOC/epoxy copolymers for dental use in dental composites. *Dental Materials.* (1992); 9:123-127.
 85. Krenkel, T. Bowles, B. Determination of polymerization shrinkage stress in low shrinkage epoxy resins. *Journal of Dental Research.* (1999); 78:315. Abstract n° 1678
 86. Kaufman, K. Chappelow, W. Determination of polymerization and darkcurein epoxy/polyols by FTIR. *Journal of Dental Research.* (1999); 78:371. Abstract n° 2126.
 87. Chappelow, W. Eick, E. Photopolymerizable expanding matrix resin systems for low stresses composites. *Journal of Dental Research.* (1999); 78:371. Abstract n° 2127.
 88. Condon, P. Ferracane, J. The effects of composite formulation on polymerization stress. *Journal of the American Dental Association.* (2000); 131(4):497 - 503.
 89. Freilich, C. Goldberg, G. Fiber reinforced composites. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago. (2000)
 90. Tilbrook, B. Clarke, F. Braden, J. Photocurable epoxu-polyol matrices for use in dental composites. *J Biomaterials.* (2000); 21(7):1743 - 1753.
 91. Weinmann, W. Thalacker, C. Guggenberger, R. Siloranes in dental composites. 3M ESPE, Seefeld, Germany. *Dent Mater.* (2005); 21: 68-74.
 92. J. David Eick, Robert E. Smith, Charles S. Pinzino, Elisabet L. Kostoryz. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems *Journal of Dentistry.* *J Dent.* (2006);34(6):405-10.
 93. Ferracane J. New polymer resins for dental restoratives. *Operative Dentistry. Supplement* (2001); N° 6:199-209.
 94. Bouillaguet S. Gamba J. Forchelet J. Krejci I. Wataha J. Dynamics of composite polymerization

- mediates the development of cuspal strain. *Dental Materials*, (2005).
95. Palin W. Fleming G. Nathwani H. Burke F. Randall R. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites *Dental Materials* Volume 21, Issue 4 , April 2005, Pages 324-335
 96. Sengun A. Schweikl H. Hiller K. Ozer F. Schmalz G. Cytotoxicity of a Silorane-Based Composite in a Dentin Barrier. Test Selcuk University, Konya, Turkey, Department of Operative Dentistry and Periodontology. University of Regensburg. Germany. 2004.
 97. Culberstson, B. Ton, F. Wan, K. Copolymerization of Multymethacrylate derivates of styrene ally alcohol copolymer. *Journal of Macromolecular Science Pure and Applied Chemistry*. (1997a); A34: 1249 - 1260.
 98. Culberstson, B. Ton, F. Wan, K. Multymethacrylate derivates of styrene ally alcohol copolymers in dental restoratives. *Journal of Dental Research*. (1997b); 76:77. Abstract n° 506.
 99. Culberstson, B. Ton, F. Wan, K. Preparation and evaluation of visible light cured multymethacrylates for dental composites. *Journal of Macromolecular Science Pure and Applied Chemistry*. (1997c); A34:2405 - 2421.
 100. Miyasaki, M. Antonucci, L. Synthesis and polymerization of acrylic monomers with pendant spri ortho ester and cyclic carbonate groups. *Polymer Preprints*. (1997); 38:165 - 166.
 101. Moszner, D. Volkel, W. Radical ring opening monomers for dental composites. *Polymer Preprints* (1997); 38:86 - 87.
 102. Norling, T. Wilson, P. Rawls, O. New polymer in dentistry. *Journal of Dental Research*. (1999); 78:233. Abstract n° 1020.
 103. Rawls O. Low shrinkage resin from liquid crystal diacrylate monomers. *Polymer Preprints*. (1997); 38:167 - 168.
 104. Dickens, D. Stansbury, J. Floyd, L. Effects of chemical composition on cure properties of dental resins. *Journal of Dental Research*. (1999); 78:287. Abstract n° 1456.
 105. Wei, W. Jin, K. A new class organic-inorganic hybrid dental materials. *Polymer Preprints*. (1997); 38:112 - 123.
 106. Gravel, C. Laine, L. Synthesis and characterization of a new amino functionalized silsesquioxane. *Polymer Preprints* (1997); 38:155 - 156.
 107. Bárrales-Rienda, J.M. Síntesis y Preparación de Materiales Hídricos Orgánico/Inorgánico. Ormóceros. Nuevas Aplicaciones de los Materiales Polímeros. *Revista de Plásticos Modernos*. (1996-Sep); (72):403. 257-274. Disponible en: <http://europa.sim.ucm.es/compludoc/AA?a=Barrales%2dRienda%2c+J%2eM%2e&donde=castellano&zfr=0>
 108. Wei, W. Jin, K, Xu. J. Novel organic-inorganic chemical hybrid fillers for dental composite materials. *Journal Applied Polymer Science*. (1998); 70:1689 - 1699.
 109. Antonucci, L. Stransbury, J. Facile synthesis of acrylic organo silsesquioxanes for dental applications. *Polymer Preprints* (1997); 38:118 - 119.
 110. Bertoldi, A. Ormoceros. Una nueva posibilidad en Odontología Restauradora. (2006). Disponible en: <http://www.red-dental.com/ot004401.htm>
 111. Sankarapandian, K. Kalachandra H. Influence of resin molecular structure on the processibility and

- physical behavior of a dental composite matrix. *Journal of Advanced Materials*. (1997); 28:59-63.
112. Behr, E. Handel N. Flexural strength of fiber reinforced bars after different types of loading. *Journal of Dental Research*. (1999); 78:394. Abstract nº 2305.
113. Khatri, H. Stansbury, J. Investigation of alternatives to urethane dimethacrylate in dental resins. *Journal of Dental Research*. (1999); 78:371. Abstract nº 2128.
114. Imazato, J McCabe, J. Influence of incorporation of antibacterial monomer on curing behavior of dental composite. *Journal of Dental Research*. (1994); 73(10):1641 - 1645.
115. Imazato, J. Russell, H. Incorporation of monomer antibacterial into resin composite. *Journal Dental Research*. (1994); 73(8):1437 - 1443.
116. Imazato, J. Ibisu, B. (1999) Water sorption and color stability of composite containing the antibacterial monomer MDPB. *Journal of Dentistry*. 27(4):279 - 283.
117. Vaidyanathan, K. Murty, H. Nathoo, R. Antimicrobial activity and its retention in a antibacterial composite. *Journal of Dental Research*. (1999a); 78:314. Abstract nº 1670.
118. Vaidyanathan, K. Murty, H. Nathoo, R. Effect of antimicrobial ingredient on the color stability of composite. *Journal of Dental Research*. (1999b); 78:313. Abstract nº 1657.
119. Skrtic, A. Eanes, F. Improved properties of amorphous calcium phosphate fillers in remineralizing resin composites. *Dental Materials*. (1996); 12(5):295 - 301.
120. Park, S. Eanes, F. Skrtic, A. Mechanical properties of bioactive amorphous calcium phosphate/methacrylate composites. *Dent. Mater.* (1998); 14(2):137-141.
121. Skrtic, A. Eichmiller, N. Physicomechanical evaluation of bioactive polymer composites based on hybrid amorphous calcium phosphates. *Journal Biomedical Materials Research. (Applied Biomaterials)* (2000); 53(4):381 - 391.
122. Bohlig, C. Mitra, K. Douglas, G. Plaque prevention due to polymer bonded enamel. *Journal of Dental Research*. (2000); 79:273. Abstract nº 1038.
123. Rozzi, L. Mitra, K. Toothbrush abrasion resistance of a plaque and acid resistant polymeric coating. *Journal of Dental Research*. (1999); 78:114. Abstract nº 69.
124. Friedl, S. Schmalz, H. Placement and replacement of composite restorations. *Operative Dentistry*. (1995); 20(1):34 - 38.
125. MacInnis, B. Brogan, S. Placement and replacement of restorations of military population. *Journal of Canada Dental Association*. (1991); 57(3):227 - 231.
126. Qvist, P. Mjor, M. Placement and longevity of tooth colored restoration in Denmark. *Acta Odontologica Scandinavica*. (1990); 48(5):305 - 311.
127. Choi, Ch. Carlton, F. Properties of packable dental composites. *Journal Esthetic Dentistry*. (2000); 12(4):216 - 226.
128. Feilzer, A. Davidson, C. De Gee, A. Curing contraction of composites and glass ionomer cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*. (1988); 59(3):297 - 300.
129. Davidson, C. De Gee, A. Feilzer, A. The competitions between the composite dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research*. (1984); 63(12):1396 - 1399.
130. Abdalla, A. Davidson, C. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro class II composite

restorations. Journal of Dentistry. (1993); 21(3):.158 - 162.

131. Ferrari, R. Davidson, C. Sealing performance of scotchbond multipurpose Z100 in class II restorations. American Journal of Dentistry. (1996); 9(4):145 - 149.

132. Hilton, D. Ferracane, J. Cavity preparation factors and Microleakage of class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature. American Journal of Dentistry (1999); 12(3):123 - 130.